

行政院國家科學委員會專題研究計畫成果報告

通過兩相鄰半圓平板之流場量測

Experiments on Flow Past Two Side by Side Semicircular Flat Plates

計畫編號：NCS 88-2213-E-032-005

執行時間：87 年 8 月 1 日至 88 年 7 月 31 日

主持人：盧博堅 執行單位：淡江大學水資源及環境工程學系

一、中文摘要

流體流經兩相鄰半圓平板之流場量測，主要是針對目前使用最多的雙葉片人工心瓣在完全開啟時之流場作一詳盡的探討。由於原型心瓣環座之不可透視及葉片間狹小空間之限制，使得葉片間之流場無法量測。本研究將使用兩相鄰半圓平板之放大模型模擬收縮峰值之定量流，在動力相似情況下，利用流場可視化做定性分析及二分量雷射測速儀做定量量測。量測平板間及平板近尾流區之紊流特性。流場中之應力將用來評估其對紅血球及血小板的破壞。變化兩平板間距及其夾角以了解其間互制現象。此結果將使用在心瓣設計的考量上。

關鍵詞：人工心瓣，半圓平板，流場可視化，雷射測速儀，雷諾應力

Abstract

The main purpose of this study was to carry out a detailed study of the flow fields between the leaflets of widely used bileaflet heart valves. In conventional research, the sewing ring of the valve acts as an obstacle for measurement. In addition, the small space in between the leaflets limits the amount of detailed measurement, which can be done. Therefore, in this study two enlarged semicircular plates were used to mimic the actual fully-opened leaflets during peak systole and the flow field was measured according to dynamic similarity. Flow visualization technique and Laser

Doppler anemometer (LDA) were used to obtain qualitative and quantitative data, respectively of the various turbulence characteristics of the flow between the plates and downstream near the wake. The spacings and angles of the plates were changed to study their interactions. Shear stresses in the flow were also measured to evaluate the damage inflicted on red blood cells and platelets. The results are primarily used as an index and reference for the future new valve design.

Keywords : Artificial heart valve, Semicircular flat plates, Flow visualization, Laser Doppler anemometer, Reynold stress

二、緣由與目的

心臟瓣膜在人心臟中扮演一個重要的角色，其作用類似於水力閘門，維持血液單一方向流動。然由於病變或退化會使得瓣膜漸失其功能，造成血液反流等心臟疾病，現今科學進步，人工心瓣發展能替代已喪失功能之心臟瓣膜，減少心臟之負荷。但其畢竟為體外物質，無法與人體真正融合，仍免不了因人工心瓣設計或材料上的問題而導致其他病變。

人工機械心瓣為目前較多人使用之替代心瓣，而以雙葉片機械式人工心瓣居多，但這些心瓣仍不能免除血栓及抗凝血劑併發症的發生，而血栓的形成和流場有關。有關雙葉片流場的量測已經過多位研究者如 Liu et al.(1996)，Reul et al. (1993)，Yoganathan et al. (1986, 1988)的詳細探

討，但其所量測的只是葉片尾端速度場分布，切應力的分布，而對心瓣內之流場，除 Liu 等人(1996)做過初步的量測外，由於量測的困難，未有人做過此方面的量測。

機械式雙半圓片心瓣中，St. Jude Medical (SJM)的半圓片在全開時具有 5° 的傾斜角，CarboMedics(CM)則有 12° 的傾斜角。那種開啟角度具有最佳的流體動力特性，及兩半圓片之間距是否亦影響其流體動力特性，為本實驗之研究動機。

三、結果及討論

本實驗模型乃依據 St. Jude Medical 外環直徑為 23 mm 之主動脈雙葉片心瓣放大 2.5 倍做流場量測。在動力相似原則下，模型之雷諾數 $Re = \frac{VL}{\nu}$ (其中 V 為逼近流平均流速， L 為心瓣葉片尺寸， ν 為運動黏滯係數)需要與原尺寸相同。本實驗以水為模擬流體，雷諾數為 4.4×10^3 。血液流經原模型之流量採尖峰值 30 L/min，利用雷諾相似定律可得水流經放大模型心瓣的流速可變為血液流經原模型的 1/8.25 倍，流量為 24.1 L/min。放大雙半圓平板模型為透明壓克力材質(圖 1)，變化基座凹槽間距及角度，兩雙半圓平板之間距由 7.5 mm 變化至 10.5 mm，以 1 mm 變化；單平板與流向夾角由 0° 變化至 12° ，以 3° 變化(圖 2)。

平板模型固定在基座上的凹槽內，將此基座緊密固定於試驗段內。圖 3 為實驗流場之配置示意圖。利用流場可視化以及雷射量測系統，可以很清楚的觀察流場變化和分析流場特性。流場可視化乃利用電子耦合照相機(CCD)其最大取樣速度為 30 frame/sec；雷射量測採用 TSI 公司之二分量 4 光束光纖雷射都卜勒測速儀。實驗得到之原始資料將分析二維平均速度、雷諾正向應力、雷諾切應力，並將利用參考座標軸的轉換求取在主軸上的最大正向雷諾應力與最大雷諾切應力(Baldwin et al. 1994)等部份。

(一) 可視化結果

可視化結果由圖 4 知單葉片與軸向夾角 0° 時，由於葉片平行且前緣為銳角其斜面向內，造成流線於葉片外部分離，而葉片區內部並無明顯分離，間距的改變並未影響葉片區內部流場。角度為 3° 時流線分離由葉片外部轉移到葉片區內部，外部流線在葉片前緣分離後，馬上再附著。角度的增加左右葉片內部分離區的大小已有明顯差異，表示其受 Coanda 效應(Tritton, 1988)形成流場之偏斜，其紊亂程度愈趨明顯。至角度 12° 時左右兩葉片之分離區大小差異最多，而偏斜卻沒有特定方向。間距的增加偏斜程度有顯小之趨勢。

(二) 速度分佈

本節起茲將量測所得值及幾何形狀計算還原成原大小尺寸以利作比較。二維平均速度可以清楚的看到軸向速度與側向速度大小與方向(圖 5)。葉片夾角之角度小其以軸向速度為主，然角度增加葉片區中央流有加速現象，類似噴流，且葉片區內部之速度梯度愈明顯，當單葉片與軸向夾角 12° 之平均速度分佈變化最大，流場偏斜、逆向流速都很清楚，側向速度向著寬域分離區，葉片分離回流區更發展至下游 $X=16$ mm 之後，葉片尾跡區已被分離區合併。間距增至 4.2 mm 中央射流寬度增大而分離回流區也相對地減小。

(三) Max-RSS

表 1 將流場分為葉片區及葉片尾端，描述 Max-RSS 峰值與發生位置。由表可知，夾角之角度小($0^\circ \sim 6^\circ$)，其 Max-RSS 並未達到溶血上限 1500 dyne/cm^2 (Hellums and Brown, 1977)，相對的角度增加($9^\circ \sim 12^\circ$)，於葉片區之 Max-RSS 超過此值。Hung et al. (1976)和 Ramstack et al. (1979)提出血小板遭破壞之切應力範圍界限 $100 \sim 500 \text{ dyne/cm}^2$ ，本實驗在葉片 0° 時與 3° ，間距 3.0 mm、3.4 mm 於葉片區內並未

超過此一範圍，但到葉片尾端下游時卻超過此範圍，表示此六個模型血栓的形成會在下游發生。其他模型於葉片區即發生血栓，尤以 12° 之模型切應力最大。

綜合本研究結果，吾人建議欲設計新一代人工心瓣，可採葉片全開時其單葉片與流向夾角 $0^\circ \sim 6^\circ$ ，其最大切應力較小可減低血栓的發生。

四、計畫成果自評

本計畫部份結果發表於 Journal of Biomedical Engineering, Application, Basis & Communications, Vol.11, No.3, pp.139-147, 1999.

五、參考文獻

1. Hellums JD and Brown CH: Blood cell damage by mechanical forces. In: Hwang NHC and Normann NA, Eds. Cardiovascular Flow Dynamics and Measurements. University Park Press, Baltimore, MD 1977; 799-823.
2. Hung TC, Hochmuth RM, Joist JH, et al: Shear-induced aggregations and lysis of platelets. ASAIO Trans 1976; 22:285-290.
3. Liu JS, Lu PC, Chu SH: Measurements of Flow Through Enlarged Models of Artificial Bileaflet Heart Valves. Chinese J Med Bio Engng 1996; 16:109-122. (in Chinese)
4. Liu JS, Lu PC, Chu SH: Pulsatile Flow Past Bileaflet Aortic Valve Prostheses. J Chinese Institute Engng 1996; 19:333-344.
5. Lu, PC, Weng JH, Chu SH: Experiments on Flow Inside Enlarged Models of Bileaflet Artificial Heart Valves. J Biomedical Engineering, Application, Basis & Communications 1999; 11:139-147.
6. Ramstack JM, Zuckerman L, Mockros LF: Shear induced activation of platelets. J Biomech 1979; 12:113-125.
7. Reul H, van Son Jacques AM, Steinseifer U, et al: In vitro comparison of bileaflet

aortic heart valve prostheses - St. Jude Medical, CarboMedics, modified Edwards-Duromedics and Sorin-Bicarbon valves. J Thorac Cardiovas Surg 1993; 106:412-420.

8. Tritton DJ: Physical Fluid Dynamics, 2nd. Oxford University Press 1988.

9. Yoganathan AP, Sung HW, Woo YR, et al: In vitro velocity and turbulence measurements in the vicinity of three new mechanical aortic heart valve prostheses: Bjork-Shiley monostrut, OmniCarbon, and Duromedics. J Thorac Cardiovas Surg 1988; 95:929-939.

10. Yoganathan AP, Woo YR, Sung HW: Turbulent shear stress measurements in the vicinity of aortic heart valve prostheses. J Biomech 1986; 19:433-442.

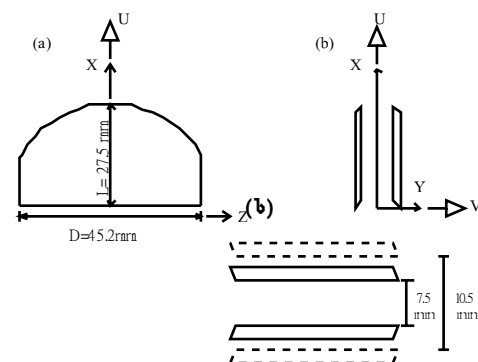
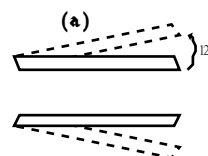


圖 1 放大雙半圓平版模型示意圖。(a)側視



圖，(b) 正視圖。

圖 2 放大雙半圓平版模型示意圖。(a)角度變化，(b)間距變化

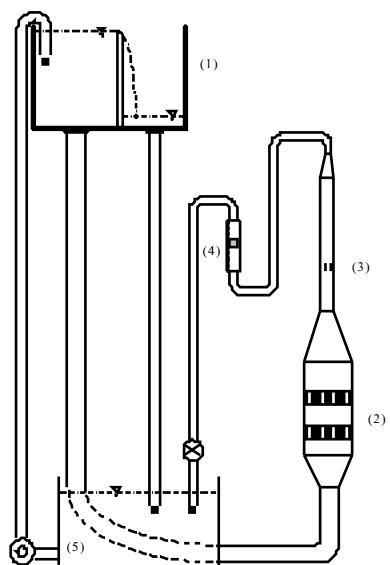


圖 3 定量流裝置示意圖。(1)水頭箱，(2)整流段，(3)試驗量測段，(4)浮子流量計與閥門，(5)泵浦與尾水箱

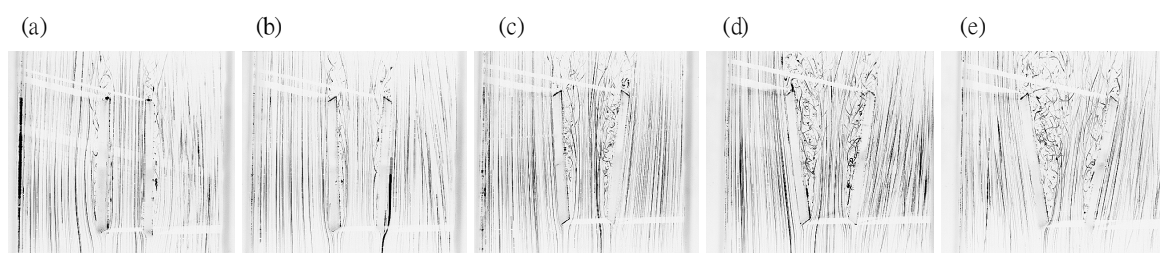


圖 4 葉片間距為 3.4mm 時流場可視化：(a) $\theta=0^\circ$, (b) 3° , (c) 6° , (d) 9° , (e) 12°

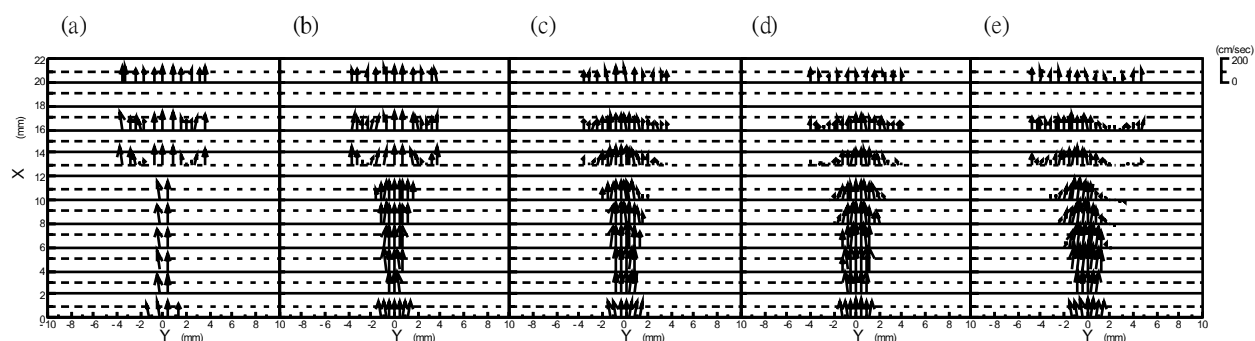


圖 5 葉片間距為 3.4mm 時平均速度：(a) $\theta=0^\circ$, (b) 3° , (c) 6° , (d) 9° , (e) 12°

表 1 Max-Rss(dynes/cm²)於各角度和間距峰值發生位置表

角度, 間距	葉片區 RSS	X(mm)	葉片尾端 RSS	X(mm)
0° , 3.0 mm	- *	- *	549	13
0° , 3.4 mm	13	2	617	13
0° , 3.8 mm	10	4	707	13
0° , 4.2 mm	6	4	627	13
3° , 3.0 mm	356	10	580	13
3° , 3.4 mm	387	10	693	16
3° , 3.8 mm	533	10	745	16
3° , 4.2 mm	721	10	508	13
6° , 3.0 mm	1031	10	761	13
6° , 3.4 mm	1602	6	771	13
6° , 3.8 mm	794	8	625	13
6° , 4.2 mm	950	8	621	13
9° , 3.0 mm	2359	8	1052	13
9° , 3.4 mm	2268	6	1167	16
9° , 3.8 mm	1756	6	1092	13
9° , 4.2 mm	1957	6	921	13

12° , 3.0 mm	1941	8	1719	13
12° , 3.4 mm	1821	8	1292	13
12° , 3.8 mm	2210	8	1492	13
12° , 4.2 mm	2394	6	1352	13

*註：葉片間距小無法量得二維之雷諾切應力。